



## Artigo Original

# Análise da resistência mecânica de fixação de fratura do colo femoral em osso sintético com DHS e parafuso antirrotatório<sup>☆</sup>



Anderson Freitas<sup>a,\*</sup>, Gustavo Melo Torres<sup>b</sup>, André Cezar de Andrade de Mello e Souza<sup>b</sup>, Rafael Almeida Maciel<sup>b</sup>, Diogo Ranier de Macedo Souto<sup>a</sup> e George Neri de Barros Ferreira<sup>a</sup>

<sup>a</sup> Hospital Ortopédico de Medicina Especializada, Distrito Federal, Brasília, DF, Brasil

<sup>b</sup> Hospital Regional do Gama, Brasília, DF, Brasil

## INFORMAÇÕES SOBRE O ARTIGO

Histórico do artigo:

Recebido em 18 de novembro de 2013

Aceito em 6 de janeiro de 2014

On-line em 26 de julho de 2014

Palavras-chave:

Fraturas do colo femoral

Fixadores internos

Biomecânica

## R E S U M O

**Objetivo:** Analisar estatisticamente resultados obtidos em ensaios biomecânicos de fixação de fratura do colo femoral tipo Pauwels III, em osso sintético, com o uso do sistema dinâmico do quadril (DHS) com parafuso antirrotatório vs um grupo controle.

**Métodos:** Foram usados dez ossos sintéticos, de um fabricante nacional, do modelo C1010, divididos em dois grupos: teste e controle. No grupo teste foi feita fixação de osteotomia, com 70° de inclinação em nível de colo femoral, com o uso de DHS com parafuso antirrotatório. Avaliou-se a resistência dessa fixação e seu desvio rotacional em 5 mm de deslocamento (fase 1) e em 10 mm de deslocamento, considerado como falência da síntese (fase 2). No grupo controle, os modelos foram ensaiados em sua integridade até que ocorresse a fratura do colo femoral.

**Resultados:** Os valores do ensaio no grupo teste na fase 1, nas amostras de 1 a 5, foram: 1.512 N, 1.439 N, 1.205 N, 1.251 N e 1.273 N, respectivamente (média = 1.336 N; desvio padrão [DP] = 132 N). Os desvios rotacionais foram: 4,90°; 3,27°; 2,62°; 0,66° e 0,66°, respectivamente (média = 2,42°; DP = 1,81°). Na fase 2, obtivemos: 2.064 N, 1.895 N, 1.682 N, 1.713 N e 1.354 N, respectivamente (média = 1.742 N; DP = 265 N). Os valores da carga de falência no grupo controle foram: 1.544 N, 1.110 N, 1.359 N, 1.194 N e 1.437 N, respectivamente (média = 1.329 N; DP = 177 N). A análise estatística pelo teste de Mann-Whitney demonstrou que o grupo teste apresentou carga máxima, em 10 mm de deslocamento, significativamente maior do que a carga de falência do grupo controle ( $p = 0,047$ ).

**Conclusão:** A resistência mecânica do grupo teste foi significativamente superior à do grupo controle.

© 2014 Sociedade Brasileira de Ortopedia e Traumatologia. Publicado por Elsevier Editora Ltda. Este é um artigo Open Access sob a licença de CC BY-NC-ND

<sup>☆</sup> Trabalho desenvolvido pelo Hospital Ortopédico de Medicina Especializada, Brasília, DF, Brasil, e pelo Laboratório de Ensaios Mecânicos, Departamento de Engenharia de Materiais, Faculdade de Engenharia Mecânica, Universidade Estadual de Campinas (Unicamp), Campinas, SP, Brasil.

\* Autor para correspondência.

E-mail: [andfreitas28@gmail.com](mailto:andfreitas28@gmail.com) (A. Freitas).

<http://dx.doi.org/10.1016/j.rbo.2014.01.023>

0102-3616 © 2014 Sociedade Brasileira de Ortopedia e Traumatologia. Publicado por Elsevier Editora Ltda.

Este é um artigo Open Access sob a licença de CC BY-NC-ND

## Analysis on the mechanical resistance of fixation of femoral neck fractures in synthetic bone, using the dynamic hip system and an anti-rotation screw

### A B S T R A C T

#### Keywords:

Femoral neck fractures  
Internal fixators  
Biomechanics

**Objective:** To statistically analyze the results obtained from biomechanical tests on fixation of femoral neck fractures of Pauwels III type, in synthetic bone, using the dynamic hip system with an anti-rotation screw, versus a control group.

**Methods:** Ten synthetic bones from a Brazilian manufacturer (model C1010) were used, divided into two groups: test and control. In the test group, fixation of an osteotomy was performed with 70° of inclination at the level of the femoral neck, using DHS with an anti-rotation screw. The resistance of this fixation was evaluated, along with its rotational deviation at 5 mm of displacement (phase 1) and at 10 mm of displacement (phase 2), which was considered to be failure of synthesis. In the control group, the models were tested in their entirety until femoral neck fracturing occurred.

**Results:** The test values in the test group (samples 1 to 5) in phase 1 were: 1,512 N, 1,439 N, 1,205 N, 1,251 N and 1,273 N, respectively (mean = 1,336 N; standard deviation [SD] = 132 N). The rotational deviations were: 4.90°, 3.27°, 2.62°, 0.66° and 0.66°, respectively (mean = 2.42°; SD = 1.81°). In phase 2, we obtained: 2,064 N, 1,895 N, 1,682 N, 1,713 N and 1,354 N, respectively (mean = 1,742 N; SD = 265 N). The failure loading values in the control group were: 1,544 N, 1,110 N, 1,359 N, 1,194 N and 1,437 N, respectively (mean = 1,329 N; SD = 177 N). The statistical analysis using the Mann-Whitney test showed that the test group presented maximum loading at a displacement of 10 mm, i.e. significantly greater than the failure loading of the control group ( $p = 0.047$ ).

**Conclusion:** The mechanical resistance of the test group was significantly greater than that of the control group.

© 2014 Sociedade Brasileira de Ortopedia e Traumatologia. Published by Elsevier Editora

Ltda. Este é um artigo Open Access sob a licença de CC BY-NC-ND

## Introdução

As fraturas do quadril representam cerca de 20% das fraturas cirúrgicas em uma unidade de trauma ortopédico e geram um custo anual significativo em qualquer sistema de saúde. As fraturas do colo femoral somam aproximadamente 50% de todas as fraturas da região do quadril, acometem principalmente os idosos e são incomuns em pessoas abaixo de 60 anos.<sup>1</sup>

A Organização Mundial de Saúde prevê que a incidência de fraturas osteoporóticas de fêmur proximal triplicará até 2050.<sup>2</sup> Na população abaixo de 65 anos, a incidência de fraturas de colo femoral é de 2-4 casos por 10 mil habitantes. No entanto, a incidência aumenta na população com idade acima de 70, 28/10.000 em homens e 64/10.000 em mulheres.<sup>3,4</sup>

Nos adultos jovens são incomuns fraturas na região do quadril de uma forma geral, porém, por causa dos acidentes de alta energia, que envolvem práticas esportivas, e de acidentes de trânsito, essa incidência vem aumentando. Frequentemente o padrão desse tipo de fratura tem traço vertical com característica instável, classificado como Pauwels III. Tal classificação relaciona o prognóstico ao ângulo do plano da fratura – conforme o ângulo aumenta, a instabilidade da fratura também aumenta e as complicações relacionadas à sua fixação e consolidação pioram.<sup>1</sup>

O tratamento de fratura de colo femoral varia de acordo com a idade do paciente e com o padrão de fratura.<sup>5</sup> Em

pacientes jovens, a osteossíntese deve ser sempre priorizada, enquanto que em pacientes mais idosos a artroplastia deverá ser cogitada. Para os pacientes de meia-idade (40-65 anos), a indicação deve ser definida individualmente.<sup>6</sup>

Para fraturas de colo femoral sem desvio, a fixação rígida com mobilidade precoce dos pacientes é o padrão de tratamento. Múltiplos parafusos canulados (Multiple Cannulated Screws [MCS]) ou o sistema dinâmico do quadril (Dynamic Hip System [DHS]) são comumente usados no tratamento.<sup>5</sup>

A falha de fixação e a pseudoartrose são as principais formas de complicações depois da fixação de fraturas de colo femoral com ou sem desvio. Pseudoartrose é mais comum e acontece entre 3,1%-8,8% dos casos, com a média ao redor de 6%.<sup>1</sup>

Pelo descrito acima os autores propõem uma análise estatística a fim de avaliar a resistência mecânica da fixação de fraturas de colo femoral – Pauwels III com DHS e parafuso antirrotatório em ossos sintéticos comparado a um grupo controle.

## Material e métodos

Foram usados 10 ossos sintéticos de terço proximal do fêmur, de um fabricante nacional, do modelo C1010, desenvolvido em poliuretano rígido para a camada cortical e trabeculado para a camada esponjosa, divididos em dois grupos: controle e teste.



**Figura 1 – Osso sintético fixado com DHS pré-ensaio.**

Todas as amostras do grupo teste foram previamente perfuradas para a colocação inicial do implante sob orientação fluoroscópica antes da osteotomia para facilitar uma redução anatômica e o posicionamento ideal do implante. As osteotomias do grupo teste foram feitas com um gabarito pré-fabricado para que não houvesse diferença angular entre elas e simular uma fratura de colo femoral do tipo Pauwels III homogênea em todos os ossos.

As fixações dos cinco ossos do grupo teste foram feitas, uma a uma, com DHS de três furos com o uso do guia de 135° e estabeleceu-se como referência para a colocação do parafuso deslizante de 90mm um ponto 2cm distal ao pequeno trocânter, no centro da diáfise lateral. A placa foi fixada à diáfise femoral com três parafusos corticais de 4,5mm. No fim, o sistema foi bloqueado com uso de contrapino, que deu compressão ao foco da osteotomia. Seguiu-se a colocação do parafuso antirrotatório a mão livre, posicionado paralela e superiormente ao parafuso deslizante. Para o correto posicionamento foi feito controle por fluoroscopia em AP e perfil durante cada etapa do procedimento. Após o procedimento, todos os ossos do grupo teste (fig. 1) foram submetidos a radiografia para a avaliação da redução e do bom posicionamento da síntese (fig. 2).

Os demais cinco ossos foram usados sem interferências na sua integridade, identificados como grupo controle, e simularam dessa forma a carga máxima de resistência do colo femoral de osso sintético intacto. Definiram-se assim o padrão-ouro de resistência previamente à ocorrência da fratura e o parâmetro de comparação para necessidade de resistência do método de síntese usado no grupo teste (figs. 3 A,B).

#### Grupo teste

Os fêmures sintéticos fixados tinham 200mm de comprimento e foram posicionados no sentido vertical com uma inclinação de 25° em valgo (fig. 4A). O sistema de aplicação de

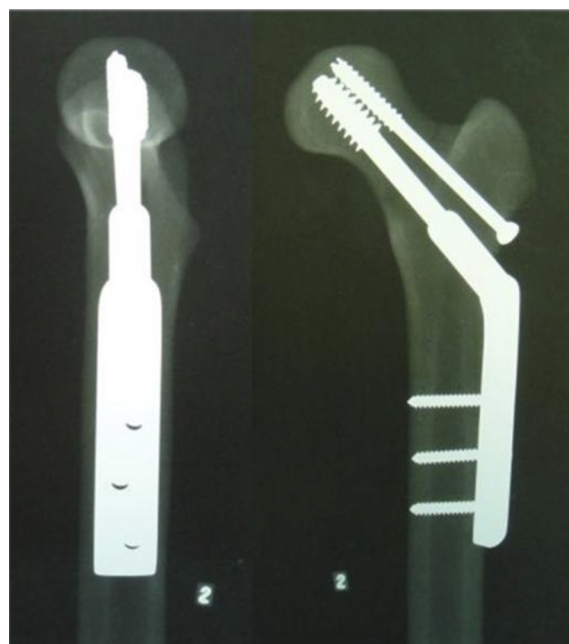
carga transmitiu a força no ápice da cabeça femoral e determinou um carregamento de força e carga ao fracasso. A análise do ensaio mecânico desse grupo foi dividida em duas fases:

Fase 1: a resistência da fixação em 5 mm de deslocamento (fig. 4B).

Fase 2: a resistência da fixação em 10 mm de deslocamento, considerada como falência da osteossíntese (fig. 4C).

Durante a fase 1, também foram avaliados os desvios rotacionais do colo femoral (fig. 5).

A formatação deste ensaio buscou concentrar a força aplicada no foco da osteotomia, a fim de uma análise mais adequada da resistência da montagem da síntese.



**Figura 2 – Radiografia de osso sintético fixado com DHS pré-ensaio.**

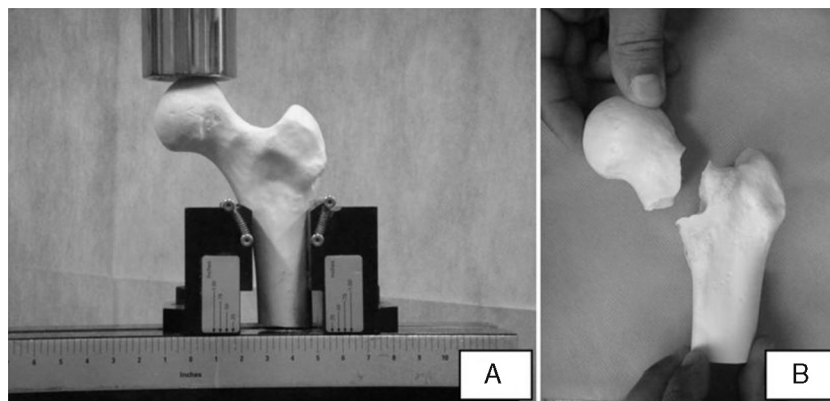


Figura 3 – (A) Controle na máquina pré-ensaio. (B) Controle pós-ensaio, falência.

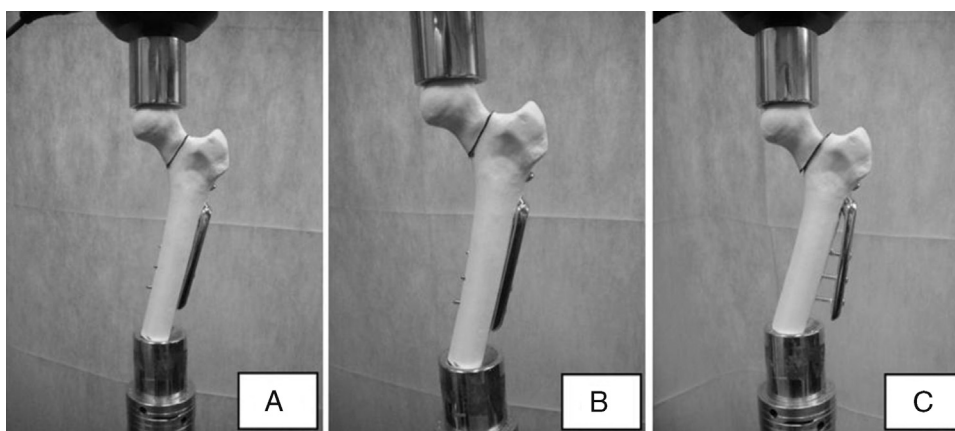


Figura 4 – (A) DHS na máquina pré-ensaio. (B) DHS na fase 1 do ensaio. (C) DHS na fase 2 do ensaio.

#### Grupo controle

Os fêmures sintéticos não fixados tinham o comprimento de 125 mm e foram posicionados no sentido vertical em inclinação neutra. O sistema de aplicação de carga transmitiu a força no ápice da cabeça femoral e ela foi aplicada até que houvesse a fratura do colo femoral (fig. 3), para simular a resistência máxima pré-fratura.

Usou-se uma velocidade de aplicação de carga de 20 mm/min na máquina de ensaio MTS (Materials Testing

System) modelo 810 – FlexTest 40 com capacidade de 100 kN. No ensaio foi usada uma célula de carga com capacidade de 10 kN calibrada e aferida. A força axial foi aplicada na cabeça femoral por meio do encaixe com a superfície do pistão do equipamento (fig. 6).

#### Análise estatística

O método estatístico para comparação da força máxima (N) entre os grupos foi o teste de Mann-Whitney. Foi usado

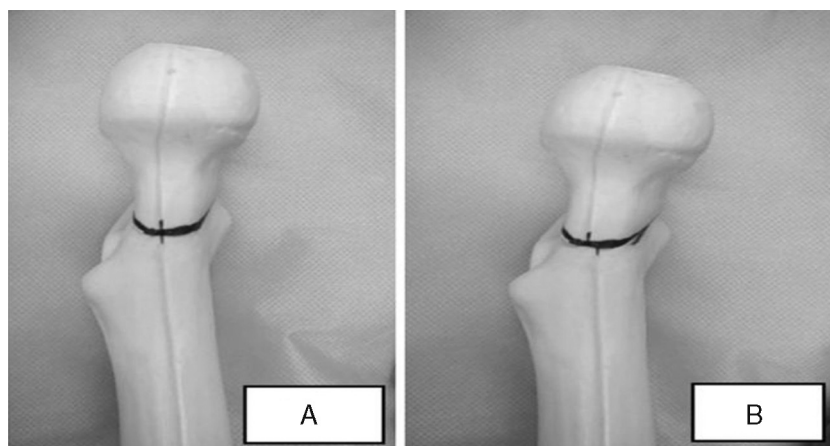


Figura 5 – (A) DHS no pré-ensaio sem desvio rotacional. (B) DHS no pós-ensaio com desvio rotacional.



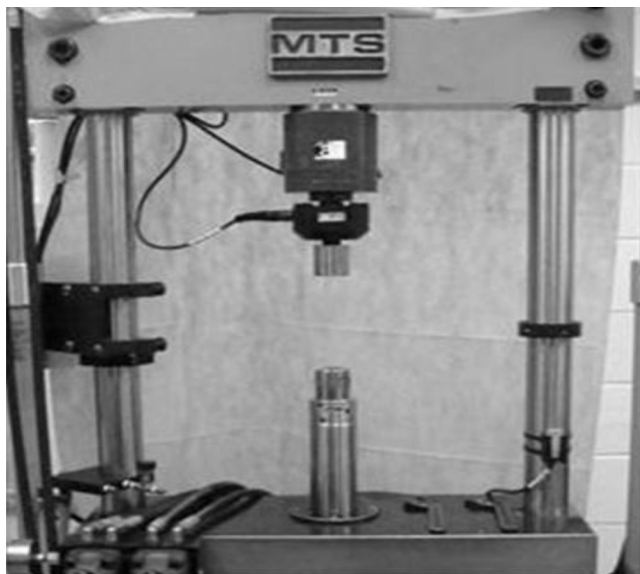


Figura 6 – Máquina de ensaio usada.

método não paramétrico, pois a força máxima não apresentou distribuição normal (distribuição gaussiana) por causa do número reduzido da amostra analisada em cada grupo.

O critério de determinação de significância adotado foi o nível de 5%. A análise estatística foi processada pelo *software* SAS 6.11 (SAS Institute, Inc., Cary, North Carolina, EUA).

## Resultados

### Grupo teste

O valor da carga em newtons (N) aplicada até o deslocamento da fratura em 5 mm foi de: 1.512, 1.439, 1.205, 1.251 e 1.273, respectivamente, para as amostras de 1 a 5. Apresentaram como média o valor de 1.336 N e um desvio padrão de 132 N (tabela 1, fig. 7).

O valor da carga máxima em newtons aplicada até o deslocamento da fratura em 10 mm foi de: 2.064, 1.895, 1.682, 1.713 e 1.354, respectivamente, para as amostras de 1 a 5. Apresentaram como média o valor de 1.742 N e um desvio padrão de 265 N (tabela 1, fig. 7).

**Tabela 1 – Valores de carga em N com 5 mm de deslocamento, carga máxima e desvio rotacional no grupo teste**

Amostra	Carga com 5 mm de deslocamento (N)	Carga máxima (N)	Rotação (graus)
1	1.512	2.064	4,9
2	1.439	1.895	3,27
3	1.205	1.682	2,62
4	1.251	1.713	0,66
5	1.273	1.354	0,66
Média	1.336	1.742	2,42
Desvio padrão	132	265	1,81

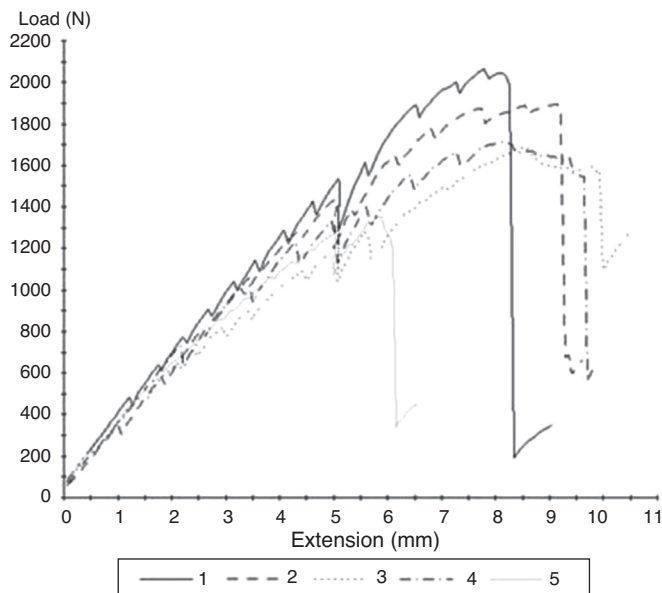


Figura 7 – Curvas força x deslocamento para o grupo teste.

**Tabela 2 – Valores de carga máxima em N no grupo controle**

Amostra	Carga máxima (N)
1	1.544
2	1.110
3	1.359
4	1.194
5	1.437
Média	1.329
Desvio padrão	177

Os valores dos desvios rotacionais em graus, após a fase 1, das cinco amostras foram: 4,90°; 3,27°; 2,62°; 0,66° e 0,66°, respectivamente. Apresentaram como média 2,42° e desvio padrão de 1,81° (tabela 1).

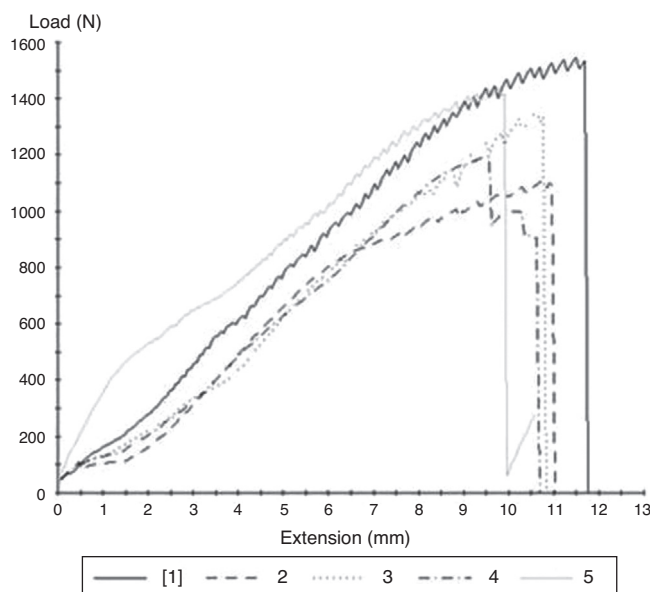
### Grupo controle

O valor de carga máxima em newtons nas cinco amostras do grupo controle foram, respectivamente, 1.544, 1.110, 1.359, 1.194 e 1.437. Apresentaram como média o valor de 1.329 N e um desvio padrão de 177 N (tabela 2, fig. 8).

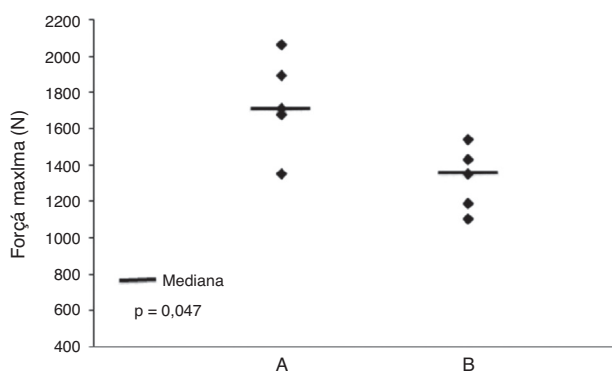
Segundo o teste de Mann-Whitney, observou-se que o grupo teste apresentou força máxima, em 10 mm de deslocamento, significativamente maior do que o grupo controle ( $p=0,047$ ), conforme ilustra a figura 9.

## Discussão

A fixação cirúrgica ideal para fratura de colo femoral deve ser capaz de resistir às forças de descarga de peso e restringir o movimento em todo o local da fratura durante a cicatrização óssea, para permitir uma rápida e segura recuperação do paciente e seu retorno às atividades diárias da vida. Uma fixação segura também reduzirá os altos índices de complicações relacionados para o tratamento desse tipo de fratura.<sup>7</sup>



**Figura 8 – Curvas força x deslocamento para o grupo controle.**



**Figura 9 – Comparação entre o grupo teste (A) e o grupo controle (B).**

Durante as atividades diárias, a carga na cabeça femoral se alterna anterior e posteriormente e determina forças em varo e, na presença de fraturas, forças de cisalhamento vertical. A força aplicada sobre a cabeça do colo femoral depende do peso do paciente, assim como da atividade executada. Esses parâmetros são fundamentais para avaliação da resistência do implante nas fraturas do colo femoral. Usaremos como referência em nosso estudo uma força axial de 1.400 N como a força aplicada no quadril de uma pessoa com 70 kg de peso apoiada sobre uma perna.<sup>8</sup> Os valores obtidos nesses ensaios, com o uso de DHS e parafuso antirrotatório, alcançaram média de carga, com 5 mm de deslocamento, de 1.336 N e desvio rotacional médio de 2,42°. No entanto, tal osteossíntese suportou carga máxima média de 1.742 N antes de sua falência, em 10 mm de deslocamento, valor significativamente superior ( $p = 0,047$ ) ao suportado por um fêmur sintético intacto (grupo controle), que suportou em média 1.329 N.

Stiasny et al., em estudo que comparou resultados cirúrgicos de 112 pacientes tratados com MCS, DHS e DHS mais

parafuso antirrotatório, concluíram que resultados comparáveis podem ser obtidos com o uso de MCS ou com DHS no tratamento cirúrgico das fraturas estáveis do colo do fêmur (Garden tipos 1 e 2). Já em fraturas instáveis do colo femoral (Garden tipos 3 e 4), os bons resultados do tratamento dependem de uma boa redução e estabilização da fratura, que podem ser obtidos com o uso do DHS. Nesses pacientes, com fraturas Garden tipo 3 e 4, a probabilidade de se obterem bons resultados com o uso de DHS foi três vezes maior do que aqueles que foram submetidos à fixação com MCS. Na avaliação do uso do parafuso antirrotatório, concluíram que seu uso incremental ao DHS prolonga a duração da cirurgia, aumenta a perda de sangue e não melhora a biomecânica da fixação do colo do fêmur.<sup>9</sup>

Blair et al., em estudo com ossos de cadáveres, compararam a resistência da fixação de fraturas basicervicais com MCS, DHS e DHS mais parafuso antirrotatório e chegaram a uma resistência média em carregamento axial para o MCS de  $1.736 \pm 494$  N, o DHS de  $2.880 \pm 679$  N e o DHS mais parafuso antirrotatório de  $2.903 \pm 598$  N. Concluíram que o DHS é superior biomecanicamente ao uso de MCS para o tratamento de fraturas do colo femoral de base cervical. Além disso, observaram que embora um parafuso esponjoso superiormente localizado possa fornecer controle de rotação durante a inserção do parafuso deslizante do quadril, não fornece fixação adicional após a colocação do parafuso deslizante do quadril.<sup>10</sup>

Testes biomecânicos dos implantes desempenham um papel vital na avaliação de qualquer nova tecnologia de implante.<sup>11</sup> A obtenção de osso cadavérico fresco, livre de doenças, para ser usado em ensaios mecânicos de implantes ortopédicos é difícil e pode ser extremamente cara.<sup>12</sup> Outro problema é que as amostras de cadáveres não são uniformes, o que resulta na inclusão de amostras com qualidade e força óssea bastante heterogêneas.<sup>13,14</sup> Variações de idade e grau de osteoporose de espécimes de cadáveres também podem influenciar parcialmente na variabilidade das propriedades mecânicas.<sup>15,16</sup> Tal variabilidade nas propriedades geométricas e de material de espécimes de cadáveres frequentemente exige amostras proibitivamente grandes, a fim de detectar diferenças estatisticamente significativas no desempenho do implante.<sup>17</sup>

Reconhecemos as limitações do nosso estudo. O uso de ossos sintéticos em vez de ossos de cadáveres não traduz de forma correta a anatomia das trabéculas femorais e seu suporte de força. Não simulamos todos os componentes fisiológicos da força – cíclicos, torcionais axiais – aos quais o quadril está submetido durante a deambulação ou na contração muscular isolada. Vetores direcionais de força poderiam ter resultado em alterações nos valores de carga e, consequentemente, na estabilização do implante. A carga axial em uma única direção não simula o complexo sistema de cargas aplicadas ao quadril durante a caminhada, já que as forças torcionais e a orientação dos vetores mudam durante os movimentos do quadril. Entretanto, as insuficiências deste estudo provavelmente originam diferenças quantitativas (nível de força aplicada), em vez de qualitativas.

Os ossos sintéticos foram escolhidos para garantir propriedades biomecânicas comparáveis entre os grupos e eliminar algumas variáveis.<sup>13</sup> Dessa forma, retiramos possíveis variações inerentes aos ossos humanos que dificultariam,

por causa das suas características não uniformes (densidade óssea, diâmetro e comprimento), a avaliação da metodologia de fixação.

Acreditamos que o princípio de osteossíntese para o tratamento da fratura do colo femoral requer metodologia de estabilidade absoluta e ser aprimorado ao ser feito de forma minimamente invasiva. Apesar de não ter o princípio de estabilidade absoluta, o DHS, agregado ou não ao parafuso antirrotatório, apresenta resultados surpreendentemente favoráveis.<sup>9,10</sup> Tal fato poderá contribuir para um prognóstico menos sombrio no tratamento de fraturas instáveis do colo femoral.

Sugerimos novos estudos que possam aproveitar esses resultados para o desenvolvimento de novos implantes que obedeçam à necessidade de estabilidade absoluta e que possam ser feitos de forma minimamente invasiva.

## Conclusão

A análise da resistência mecânica do grupo teste foi significativamente superior à do grupo controle e estabeleceu a possibilidade de uso do DHS e do parafuso antirrotatório para osteossíntese de fraturas do colo femoral, principalmente nas Pauwels tipo III.

## Conflitos de interesse

Os autores declaram não haver conflitos de interesse.

## Agradecimento

À Prof. Ana Patrícia Paula, orientadora do Mestrado da Fundação de Ensino e Pesquisa em Ciência da Saúde (Fepecs), pela sua incondicional ajuda.

## REFERÊNCIAS

1. Keating J. Fractures of the neck of femur. In: Bucholz RW, Heckman JD, Court-Brown CM (ed.). *Rockwood and Green's fractures in adults*. 7<sup>th</sup> ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins; 2010. P. 1561-87.
2. Cooper C, Campion G, Melton LJ 3rd. Hip fractures in the elderly: a world-wide projection. *Osteoporos Int*. 1992;2(6):285-9.
3. Singer BR, McLauchlan GJ, Robinson CM, Christie J. Epidemiology of fractures in 15,000 adults: the influence of age and gender. *J Bone Joint Surg Br*. 1998;80(2):243-8.
4. Cummings SR, Nevitt MC, Browner WS, Stone K, Fox KM, Ensrud KE, et al. Risk factors for hip fracture in white women. Study of Osteoporotic Fractures Research Group. *N Engl J Med*. 1995;332(12):767-73.
5. Yih-Shiunn L, Chien-Rae H, Wen-Yun L. Surgical treatment of undisplaced femoral neck fractures in the elderly. *Int Orthop*. 2007;31(5):677-82.
6. Sendtner E, Renkawitz T, Kramny P, Wenzl M, Grifka J. Fractured neck of femur – Internal fixation versus arthroplasty. *Dtsch Arztebl Int*. 2010;107(23):401-7.
7. Kaplan T, Akesen B, Demirağ B, Bilgen S, Durak K. Comparative results of percutaneous cannulated screws, dynamic compression type plate and screw for the treatment of femoral neck fractures. *Ulus Travma Acil Cerrahi Derg*. 2012;18(1):65-70.
8. Denham RA. Hip mechanics. *J Bone Joint Surg Br*. 1959;41-B:550-7.
9. Stiasny J, Dragan S, Kulej M, Martynkiewicz J, Płochowski J, Dragan SŁ. Comparison analysis of the operative treatment results of the femoral neck fractures using side-plate and compression screw and cannulated AO screws. *Ortop Traumatol Rehabil*. 2008;10(4):350-61.
10. Blair B, Koval KJ, Kummer F, Zuckerman JD. Basicervical fractures of the proximal femur. A biomechanical study of 3 internal fixation techniques. *Clin Orthop Relat Res*. 1994;(306):256-63.
11. Choueka J, Koval KJ, Kummer FJ, Crawford G, Zuckerman JD. Biomechanical comparison of the sliding hip screw and the dome plunger Effects of material and fixation design. *J Bone Joint Surg Br*. 1995;77(2):277-83.
12. Szivek JA. Synthetic materials and structures used as models for bone. In: An YH, Draughn RA, editors. *Mechanical testing of bone and the bone-implant interface*. Boca Raton: CRC Press; 1999. p. 159-75.
13. Cristofolini L, Viceconti M, Cappello A, Toni A. Mechanical validation of whole bone composite femur models. *J Biomech*. 1996;29(4):525-35.
14. Marti A, Fankhauser C, Frenk A, Cordey J, Gasser B. Biomechanical evaluation of the less invasive stabilization system for the internal fixation of distal femur fractures. *J Orthop Trauma*. 2001;15(7):482-7.
15. Heiner AD, Brown TD. Structural properties of a new design of composite replicate femurs and tibias. *J Biomech*. 2001;34(6):773-81.
16. Bolliker Neto R, Rossi JD, Leivas TP. Experimental determination of bone cortex holding power of orthopedic screw. *Rev Hosp Clin Fac Med Sao Paulo*. 1999;54(6):181-6.
17. O'Neill F, Condon F, McGloughlin T, Lenehan B, Coffey C, Walsh M. Validity of synthetic bone as a substitute for osteoporotic cadaveric femoral heads in mechanical testing: A biomechanical study. *Bone Joint Res*. 2012;1(4):50-5.